

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-238920

(43)公開日 平成9年(1997)9月16日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

室内整理番号

FI

技術表示箇所

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

350

G O I N 33/48

380

G O 1 N 24/08

510Y

審査請求 未請求 請求項の数13 O L (全 11 頁)

(21)出願番号

特願平8-54728

(22) 出題日

平成8年(1996)3月12日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 發明者 森 一生

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社
東芝那須工場内

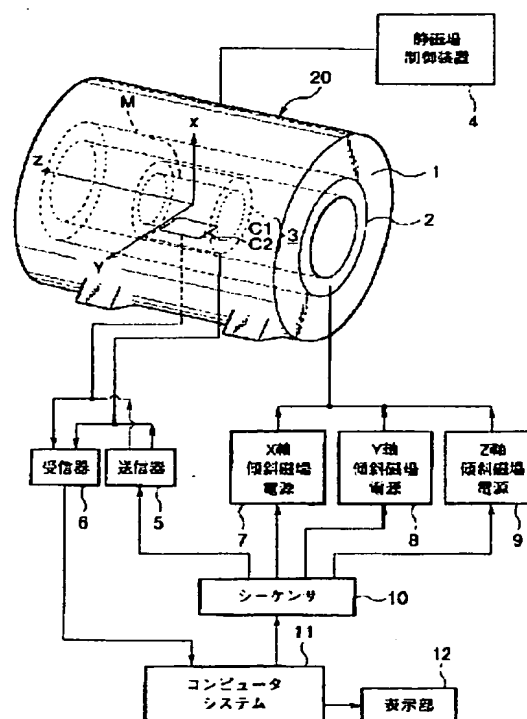
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】複数のRFコイルのそれぞれにより得た画像から感度分布の均一性が良い方のRFコイルと同等の均一性を有しかつ複数のRFコイルのそれぞれにより得た画像の合成で得ることが可能な最良のSNRを有する画像を合成可能な磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

【解決手段】被検体から発生された磁気共鳴信号を第1、第2のRFコイルにより受信し、第1のRFコイルにより受信した信号に基づき第1の素画像を生成し、第2のRFコイルにより受信した信号に基づき第2の素画像を生成し、生成された第1、第2の素画像の信号強度比の大局的分布を算出し、算出された第1、第2の素画像の信号強度比の大局的分布に基づき、当該第1、第2の素画像を合成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に磁気共鳴現象を生じさせ磁気共鳴信号を発生させる手段と、

前記被検体から発生された磁気共鳴信号を受信する第

1、第 2 の RF コイルと、

前記第 1 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 1 の素画像を生成し、前記第 2 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 2 の素画像を生成する素画像生成手段と、

前記素画像生成手段により生成された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布を算出する算出手段と、

前記算出手段により算出された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布に基づき、当該第 1、第 2 の素画像を合成する合成手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 前記素画像生成手段により生成された第 1、第 2 の素画像を平滑化する素画像平滑化手段をさらに具備し、

前記算出手段は、前記素画像平滑化手段により平滑化された第 1、第 2 の素画像から信号強度比の大局的分布を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 前記算出手段により算出された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布を平滑化する平滑化手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 前記算出手段により算出された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布を K とするとき、

前記合成手段は、

前記第 1 の素画像に対する相対的重み付けを 1 とし、前記第 2 の素画像に対する相対的重み付けを前記 K とし合成することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 前記算出手段により算出された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布を K とおき、この K に関する任意の関数を $f(K)$ とするとき、

前記合成手段は、

前記第 1 の素画像に対する重み付けを $f(K) / (1 + K^2)$ とし前記第 2 の素画像に対する重み付けを $K \cdot f(K) / (1 + K^2)$ として合成することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 前記 K に関する任意の関数 $f(K)$ の値がほぼ 1 であることを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】 被検体に磁気共鳴現象を生じさせ磁気共鳴信号を発生させる手段と、

前記被検体から発生された磁気共鳴信号を受信する複数の RF コイルと、

前記複数の RF コイルにより受信した信号に基づき、最

終画像を合成する合成手段とを具備する磁気共鳴イメージング装置において、

前記複数の RF コイルにより受信した信号に基づき重み付け量を算出する算出手段をさらに具備し、

前記合成手段は、前記算出手段により算出された重み付け量に応じた重み付け加算を行うことにより、その信号強度の大局的分布が、前記複数の RF コイルのうち、いずれかの RF コイルのみで得られる信号強度の大局的分布とほぼ同等となるような最終画像を合成することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】 前記最終画像の信号強度の大局的分布を、前記複数の RF コイルのうちのいずれの RF コイルの信号強度の大局的分布に対しどの程度近づけるかを選択可能とする手段をさらに具備することを特徴とする請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】 前記複数の RF コイルは、大局的に均一な感度分布を持つボリュームコイルを含み、前記最終画像の信号強度の大局的分布を該ボリュームコイルに近づけることを特徴とする請求項 7 又は請求項 8 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】 被検体に磁気共鳴現象を生じさせ磁気共鳴信号を発生させる手段と、

前記被検体から発生された磁気共鳴信号を受信する第

1、第 2 の RF コイルと、

前記第 1 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 1 の素画像を生成し、前記第 2 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 2 の素画像を生成する素画像生成手段と、

前記生成手段により生成された第 1、第 2 の素画像を、

その雑音標準偏差の比で補正する補正手段と、

前記補正手段により補正された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布を算出する算出手段と、

前記算出手段により算出された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布に基づき、当該第 1、第 2 の素画像を合成する合成手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 11】 前記補正手段は、前記雑音標準偏差の比を、k 空間データのコーナー部の雑音標準偏差の比により求めることを特徴とする請求項 10 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 12】 前記補正手段は、前記雑音標準偏差の比を、素画像のコーナー部の標準偏差の比により求めることを特徴とする請求項 10 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 13】 被検体に磁気共鳴現象を生じさせ磁気共鳴信号を発生させる手段と、

前記被検体から発生された磁気共鳴信号を受信する第

1、第 2 の RF コイルと、

前記第 1 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 1 の素画像を生成し、前記第 2 の RF コイルにより受信し

た信号に基づき第2の素画像を生成する素画像生成手段と、
前記素画像生成手段により生成された第1、第2の素画像を合成する合成手段と、
前記合成手段により合成された合成画像を平滑化し、前記素画像生成手段により生成された第1の素画像を平滑化する平滑化手段と、
前記合成手段により合成された合成画像を、前記平滑化手段により平滑化された合成画像と第1の素画像との比に基づいて補正する補正手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置と略称することがある）に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、MRI装置のRFコイルとして、フェーズドアレイコイルが盛んに用いられている。この一例が、参考文献：P.Roemer, "The NMR Phased Array", Magnetic Resonance in Medicine 16, 192-225(1990) に記載されている。ここでは、複数のRFコイルを被検体近傍に配置し、被検体からのMR信号を該複数のRFコイルで同時に受信し、各々のRFコイルで受信したデータを合成して最終画像を得ている。

【0003】単一のRFコイルのみで受信する場合に比べ、複数のRFコイルで受信する場合は、広範囲の撮影視野を得ることができるという利点がある。しかしながら、複数のRFコイルの各々において受信したデータを再構成して得られる画像（以下、素画像と称する）を単に加算合成するのみでは、合成して得られる最終画像の信号対雑音比（以下、SNR：Signal to Noise Ratioと称することがある）が低下するという反面がある。そこで、単なる加算合成ではなく、特別な重みづけ加算により単一のRFコイルと同等の信号対雑音比を得るとともに、複数のRFコイルの撮影領域の和からなる広い感度領域を達成することが一般的に行われている。すなわち、前記した参考文献による合成画像の生成は、例えばRFコイルの数を2つとすると、次のようにして行われる。RFコイル1、2から通常の画像再構成法で得た素画像を各々M1、M2とし、次式(1)に示す如く重みW1とW2とで重み付け加算し、合成画像Mを得る。

【0004】 $M = W1 \cdot M1 + W2 \cdot M2 \quad \dots (1)$

ここで、M、M1、M2、W1、W2は、いずれも画像マトリックス内のピクセル位置i、jの関数であり、本来i、jのサフィックスをつけるなどしてその旨表記すべきではあるが、本明細書ではこれを便宜的に省略する。

【0005】重みW1、W2を定める方法としては、大別して2つの方法が知られている。先ずサム・オブ・ス

クエア（Sum of Squares）法と呼ばれる最も普通に用いられる方法について触れる。この方法では、M1、M2のみを用いて、式(2)、(3)に示すようにW1、W2を定める。

【0006】

【数1】

$$W1 = \frac{M1}{\sqrt{M1^2 + M2^2}} \quad \dots (2)$$

【0007】

【数2】

$$W2 = \frac{M2}{\sqrt{M1^2 + M2^2}} \quad \dots (3)$$

【0008】そして、式(2)、式(3)を式(1)に代入して整理すると、式(4)に示すように、最終的にはMは、M1とM2の平方和となる。これが、本方法がサム・オブ・スクエア法と呼ばれる由縁である。

【0009】

【数3】

$$M = \sqrt{M1^2 + M2^2} \quad \dots (4)$$

【0010】このサム・オブ・スクエア法は、以下に説明するような問題点を有している。図9は、被検体からのMR信号を同時に収集するための複数（ここでは2つの）のRFコイルを模式的に示す図である。第1のRFコイルC1は、対象物Mを取り囲むように設けられ、その感度分布が比較的均一なボリウムコイルである。ボリウムコイルとしては、サドルコイルやバードケージコイルが公知であり、架台（図示しない）に埋め込まれる全身用のもの、対象物の体幹部に巻き付けるもの等がある。第2のRFコイルC2は、対象物Mの下部（真下）に設けられるサーフェスコイル（表面コイル）である。サーフェスコイルは、その近傍は高感度で高SNRであり、遠方に遠ざかるにつれ感度が低下し、SNRが低下するという特性がある。

【0011】外観が円筒状をなす対象物Mは、磁気共鳴イメージングにより画像化した際に、均一な中間的強度の信号として見えるような円筒状の中間信号レベル物質m1と、m1中に充填された円筒状の無信号空洞部（例えば空気）m2と、同様に画像化した際に、高強度の信号として見えるような円筒状の高信号レベル物質m3とから構成されている。雑音の無い状態において、完全に均一のRFコイルで当該対象物Mのアキシャル断面を画像化すると、信号強度は理想的には図10のような分布になる。同図に示される三次元グラフの縦軸は画像信号レベルである。

【0012】さて、2つのRFコイル（第1のRFコイルC1及び第2のRFコイルC2）により、対象物MからのMR信号を同時並行的に受信し、2つのk空間デー

タから、二つの RF コイルに対応する各々の素画像 M1、M2 を、通常の画像再構成により得て、これら素画像 M1、M2 をサム・オブ・スクエア法で合成すると、得られる合成画像の画像信号レベルは、図 11 のような分布になる。図 11 において、第 2 の RF コイル C2 は同図三次元グラフの手前右側に設けられている。サム・オブ・スクエア法によれば、M1、M2 の組み合わせで得られる最良の SNR にほぼ近い SNR が画像全域で得られる。しかしながら、第 2 の RF コイル C2 に近い部分（同図三次元グラフの手前右側）においては、画像信号レベルが該コイルにより単独で得られる場合と同程度に極端に高く、該コイルから遠い部分（同図三次元グラフの奥左側）においては、画像信号レベルが第 1 の RF コイル C1 により単独で得られる場合と同程度に低い。このような画像は、実用に際し極めて不便である。

【0013】複数の RF コイルにより得た素画像を合成して得た合成画像の具体的な用途としては、例えば腫瘍に近い部分に第 2 の RF コイル C2 を設置し、例えば該腫瘍のリンパ節への転移が無いかを調べるなどの目的で、第 2 の RF コイル C2 の周囲を、第 1 の RF コイル 1 により広範囲にサーベイするのであるが、同図から明らかのように、サム・オブ・スクエア法に基づいて得られる合成画像の画像信号レベルのダイナミックレンジは大となるので、画像観察時のウィンドウレベルを種々変えて調べないと、病変を見落してしまう可能性が高くなるという問題点がある。またフィルムにハードコピーを撮る場合についても、多数のウィンドウレベルを設定して出力する必要がある、一つの画像に対して沢山のフィルムが必要となるので不経済である。

【0014】さらに、第 2 の RF コイル C2 の近傍については、該コイル自体の感度均一性が悪いので、やはり見づらく、このことが、元来、SNR は良好ではあるがサーフェスコイル（ここでは、第 2 の RF コイル C2）があまり多用されない理由でもある。

【0015】一方、サム・オブ・スクエア法とは異なり、重み W1、W2 を定める他の方法として、2 つの RF コイルの感度分布を事前情報として保有し、それを利用する方法（その詳細としてはさらに種々の方法に分類される）がある。本方法に関する詳細な説明は省略するが、本方法によれば、RF コイルの感度分布情報を元に最終合成画像の均一性の補正が相当程度に可能である。

【0016】しかしながら、事前に得た RF コイルの感度分布情報を利用するにあたっては、画像化を行う領域に対して、複数の RF コイルのうちどの RF コイルがどちらの向きにどの程度の距離を隔てて設置されているかを、画像合成計算を実行するシステムが正確に把握していなければならない。これは極めて不便なことである。そこで、撮影領域に対し RF コイルを設置する場所と向きを限定すれば、感度分布情報の利用は容易となる。しかしながら、例えばサーフェスコイル（図 9 にて示され

る第 2 の RF コイル C2）は、病変部を診断するに最適と思われる場所に、最適と思われる向きで、状況に応じて設置されるものであるから、そのような限定は好ましくない。

【0017】また、サーフェスコイルの場所や向きを正確に検出しようとしても、そのための装置は大きかりで高額なものとなり、具体化されたものが未だ提供されていない。さらに言えば、MRI 装置の静磁場強度が高いと、感度分布パターンが対象物の影響で対象物毎に変化するものであり、このことも、事前に得た RF コイルの感度分布情報を利用する本方法を非実用的なものとしている。

【0018】

【発明が解決しようとする課題】複数の RF コイルにより得られた画像を上記したような従来の手法により合成する磁気共鳴イメージング装置においては、(1) サム・オブ・スクエア法による場合は、複数の RF コイルのそれぞれにより得た画像の合成で得ることが可能な最良の SNR を有する画像を合成可能であるという利点を有する一方、個々の RF コイルの感度分布、特に感度分布が不均一な RF コイルの影響により、合成画像の画像信号レベルの分布が不均一となってしまうという問題点がある。

【0019】また、(2) 個々の RF コイルの感度分布情報を事前に取得し該分布情報に基づいて合成を行うためには、RF コイルの設置場所や方向等に関する情報をシステムが把握する必要があり、これは実用的でないという問題点がある。

【0020】本発明は、このような事情に対処すべくなされたもので、感度分布特性、及び SNR 特性が異なる複数の RF コイルのそれぞれにより得た画像から、感度分布の均一性が良い方の RF コイルと同等の均一性を有し、かつ複数の RF コイルのそれぞれにより得た画像の合成で得ることが可能な最良の SNR を有する画像を、事前に得た RF コイルの感度分布情報を利用することなく合成可能な磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

【0021】

【課題を解決するための手段】本発明の請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置は、被検体に磁気共鳴現象を生じさせ磁気共鳴信号を発生させる手段と、前記被検体から発生された磁気共鳴信号を受信する第 1、第 2 の RF コイルと、前記第 1 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 1 の素画像を生成し、前記第 2 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 2 の素画像を生成する素画像生成手段と、前記素画像生成手段により生成された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布を算出する算出手段と、前記算出手段により算出された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布に基づき、当該第 1、第 2 の素画像を合成する合成手段とを具備するこ

とを特徴とする。

【0022】本発明の請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置は、被検体に磁気共鳴現象を生じさせ磁気共鳴信号を発生させる手段と、前記被検体から発生された磁気共鳴信号を受信する複数の RF コイルと、前記複数の RF コイルにより受信した信号に基づき、最終画像を合成する合成手段とを具備する磁気共鳴イメージング装置において、前記複数の RF コイルにより受信した信号に基づき重み付け量を算出する算出手段をさらに具備し、前記合成手段は、前記算出手段により算出された重み付け量に応じた重み付け加算を行うことにより、その信号強度の大局的分布が、前記複数の RF コイルのうち、いずれかの RF コイルのみで得られる信号強度の大局的分布とほぼ同等となるような最終画像を合成することを特徴とする。

【0023】本発明の請求項 10 に記載の磁気共鳴イメージング装置は、被検体に磁気共鳴現象を生じさせ磁気共鳴信号を発生させる手段と、前記被検体から発生された磁気共鳴信号を受信する第 1、第 2 の RF コイルと、前記第 1 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 1 の素画像を生成し、前記第 2 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 2 の素画像を生成する素画像生成手段と、前記生成手段により生成された第 1、第 2 の素画像を、その雑音標準偏差の比で補正する補正手段と、前記補正手段により補正された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布を算出する算出手段と、前記算出手段により算出された第 1、第 2 の素画像の信号強度比の大局的分布に基づき、当該第 1、第 2 の素画像を合成する合成手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【0024】本発明の請求項 13 に記載の磁気共鳴イメージング装置は、被検体に磁気共鳴現象を生じさせ磁気共鳴信号を発生させる手段と、前記被検体から発生された磁気共鳴信号を受信する第 1、第 2 の RF コイルと、前記第 1 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 1 の素画像を生成し、前記第 2 の RF コイルにより受信した信号に基づき第 2 の素画像を生成する素画像生成手段と、前記素画像生成手段により生成された第 1、第 2 の素画像を合成する合成手段と、前記合成手段により合成された合成画像を平滑化し、前記素画像生成手段により生成された第 1 の素画像を平滑化する平滑化手段と、前記合成手段により合成された合成画像を、前記平滑化手段により平滑化された合成画像と第 1 の素画像との比に基づいて補正する補正手段とを具備することを特徴とする。

【0025】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明による磁気共鳴イメージング装置の一実施形態を説明する。図 1 はこの実施形態の概略構成を示すブロック図であ

軸傾斜磁場コイル 2、及び二つの RF コイルからなる送受信コイル 3 が設けられる。

【0026】静磁場発生装置としての静磁場磁石 1 は例えば超電導コイル、または常伝導コイルを用いて構成される。X 軸・Y 軸・Z 軸傾斜磁場コイル 2 は X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z を発生するためのコイルである。送受信コイル 3 はスライスを選択するための選択励起パルスとしての高周波 (RF) パルスを発生し、かつ磁気共鳴により発生した磁気共鳴信号 (MR 信号) を検出するために使用される。寝台 13 の天板上に載置された対象物 M はガントリ 20 内のイメージング可能領域 (イメージング用磁場が形成される球状の領域であり、この領域内でのみ診断が可能となる) に挿入される。

【0027】静磁場磁石 1 は静磁場制御装置 4 により駆動される。送受信コイル 3 は磁気共鳴の励起時には送信器 5 により駆動され、かつ磁気共鳴信号の検出時には受信器 6 に結合される。X 軸・Y 軸・Z 軸傾斜磁場コイル 2 は X 軸傾斜磁場電源 7、Y 軸傾斜磁場電源 8、Z 軸傾斜磁場電源 9 により駆動される。

【0028】X 軸傾斜磁場電源 7、Y 軸傾斜磁場電源 8、Z 軸傾斜磁場電源 9、送信器 5 はシーケンサ 10 により所定のシーケンスに従って駆動され、X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z 、高周波 (RF) パルスを、所定のパルスシーケンスで発生する。この場合、X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z は主として、例えば位相エンコード用傾斜磁場 G_e 、読出し用傾斜磁場 G_r 、スライス用傾斜磁場 G_s としてそれぞれ使用される。コンピュータシステム 11 はシーケンサ 10 を駆動制御するとともに、受信器 6 で受信される磁気共鳴信号を取り込んで所定の信号処理を施すことにより、対象物の断層像を生成し、表示部 12 で表示する。

【0029】本実施形態は概略以上のように構成されている。ところで送受信コイル 3 は前掲した図 9 と同様に、二つの RF コイル、即ち第 1 の RF コイル C1 を第 2 の RF コイル C2 とから構成されている。ここでは、第 1 の RF コイル C1 を送信と受信とに用い、第 2 の RF コイル C2 は、受信時にのみ用いるとする。即ち、送信時には C1 が用いられ、受信時には、C1 と C2 とが用いられる。なお C1、C2 以外に送信専用の RF コイルがあってもよい。なお、送信の高周波パルスの強度分布が不均一でも良いような用途には、C2 をも送信に供してもよく、その場合でも本発明の趣旨は変わらない。

【0030】第 1 の RF コイル C1 により、図 9 の対象物を実際に画像化すると図 2 のようになる。画像信号レベルは均一ではあるが、各々の信号に重畳した雑音の影

響が顕著である。第2のRFコイルC2で画像化すると図3ようになる。第2のRFコイルC2の近傍(同図三次元グラフの手前右側、S19~S25の領域)は高感度であるため、第1のRFコイルC1と同程度の雑音が重畳していてもSNRは高い。しかしながら、第2のRFコイルC2から、より遠方に遠ざかる(同図三次元グラフの奥左側、S1~S7の領域)につれ、SNRは劣る。

【0031】さて、これら二つのRFコイルで、同時並行的に対象物MからのMR信号を受信し、二つのk空間データから通常の画像再構成で各々の素画像M1、M2を得る。素画像M1、M2、及びこれらを本実施形態のように合成処理して得られるMは、いわゆる絶対値画像(マグニチュード画像)である。また、本実施形態では、M1、M2が各々同程度の雑音標準偏差を有するとみなす。二つの素画像M1、M2を組み合わせる最良のSNRの画像を得るために、本実施形態では、重みW1、W2を、式(5)に示すように定める。M1、M2の雑音に相関がある場合の重みW1、W2は、正確には式(5)と異なるが、一般的には式(5)が成立すると見なせる。

【0032】

【数4】

$$M = W1 \left(\langle M1 \rangle + e1 \right) + \frac{\langle M2 \rangle}{\langle M1 \rangle} W1 \left(\langle M2 \rangle + e2 \right) \quad \dots (7)$$

【0036】ここで、e1、e2は、雑音によるM1とM2のふらつき分であり、 $\langle M1 \rangle$ と $\langle M2 \rangle$ を中心にふらつくのでその平均値はゼロである。画像撮影と合成とを多数回撮影を繰り返したときのMの平均値 $\langle M \rangle$ は、式(8)のようになる。

【0037】

【数7】

$$\langle M \rangle = W1 \langle M1 \rangle + \frac{\langle M2 \rangle}{\langle M1 \rangle} W1 \langle M2 \rangle$$

$$= W1 \langle M1 \rangle + K W1 K \langle M1 \rangle$$

$$= W1 \langle M1 \rangle (1 + K^2) \quad \dots (8)$$

【0038】ところで、 $\langle M \rangle$ は、Mからノイズ成分を除去した画像信号レベルの分布パターン(以下、信号分布パターンと称することがある)に等しく、これをKの所望の関数f(K)と、 $\langle M1 \rangle$ とで次式(9)のように表す。

$$\langle M \rangle = f(K) \langle M1 \rangle \quad \dots (9)$$

そうすると、式(8)、(9)を共に満たすW1とW2とが、次式(10)、(11)に示すように求まる。

【0040】

【数8】

$$\frac{W2}{W1} = \frac{\langle M2 \rangle}{\langle M1 \rangle} \quad \dots (5)$$

【0033】 $\langle M1 \rangle$ 、 $\langle M2 \rangle$ は各々、画像撮影を多数回繰り返したときのM1、M2の平均である。なお前述したサム・オブ・スクエア法はこの関係を満たしている。W2とW1の比については、上式の制約があるが、W2とW1の大きさについてはまだ自由度が残っている。このW1とW2の大きさをかえることにより、合成画像の信号強度分布をいずれかのRFコイルのそれに近づけることができる。本実施形態では、RFコイルC1の有する均一な信号強度分布に近づけることを目的とする。ここで、 $\langle M2 \rangle$ と $\langle M1 \rangle$ の比を、式(6)に示すようにKと置く(この“K”は、k空間の“k”とは異なるものである)。

【0034】

【数5】

$$\frac{\langle M2 \rangle}{\langle M1 \rangle} = K \quad \dots (6)$$

そうすると、前述の式(1)及び式(6)により式(7)が得られる。

【0035】

【数6】

$$W1 = \frac{f(K)}{1 + K^2} \quad \dots (10)$$

【0041】

【数9】

$$W2 = \frac{K f(K)}{1 + K^2} \quad \dots (11)$$

【0042】尚、f(K)の選択は任意である。特に、最終画像Mの信号分布パターンを $\langle M1 \rangle$ と同様にしたければ、f(K)=1とすればよい。また、Kを定めるにあたっては、多数回の撮影を繰り返して得た $\langle M1 \rangle$ 、 $\langle M2 \rangle$ から求めるとしたが、実際に多数回の撮影を繰り返すことは非現実的である。そこで、一回の撮影で得たM1、M2を各々平滑化して得たものを $\langle M1 \rangle$ 、 $\langle M2 \rangle$ として用いる。空間的な雑音分布も時間的な雑音分布も同等である(エルゴード性がある)と期待されることから、この代替は妥当である。

【0043】第1のRFコイルC1のデータとして得られるM1を平滑化して得た $\langle M1 \rangle$ を図4に示し、第2のRFコイルC2のデータとして得られるM2を平滑化して得た $\langle M2 \rangle$ を図5に示す。尚、ここでは、M1、M2のそれぞれを同一の平滑化関数にて平滑化する。

【0044】図4、図5にて示した $\langle M1 \rangle$ 、 $\langle M2 \rangle$ に基づき、両者を除算し($\langle M2 \rangle / \langle M1 \rangle$)て得たKを図6に示す。 $\langle M1 \rangle$ の値がほぼゼロとなる無信号

領域では、たとえ平滑化して除算してもKの値は同図に示すようにばたつくが、これはさしつかえない。なおここでは、Kを求めるに当たり、前述した式(5)ではなく、次式(12)を用いる。

【0045】

【数10】

$$K = \frac{\langle M2 \rangle}{\langle M1 \rangle + C} \quad \dots (12)$$

【0046】上式において、Cは正の小さな定数であり、信号を出す被写体が存在しない領域では、除算の分母がゼロとなったり、除算結果が異常な高い値を示すことがあるのを避けるために付加するものである。信号源が存在しない領域の画像は考慮する必要がなく当該領域についてはCの値を、信号が存在する領域の $\langle M1 \rangle$ よりも小さい値とすることが好ましいが、それ以上の考慮を払う必要はなく、比較的任意としてよい。

【0047】Kと $f(K) = 1$ とから、式(10)、

(11)によって得た $W1$ 、 $W2$ を式1に適用して得た最終合成画像の信号強度分布パターンを図7に示す。同図に示すように、本実施形態によれば、図2に示した第1のRFコイルC1と同様に均一な信号強度分布パターンを有し、かつ図11に示したサム・オブ・スクエア法と同様のSNRの分布を有する最終合成画像を生成することができる。

【0048】ここで、本実施形態における種々の変形例を述べる。

(a) $\langle M1 \rangle$ 、 $\langle M2 \rangle$ は、k空間データから通常の画像再構成により得た $M1$ 、 $M2$ を、平滑化して求めることとしたが、 $M1$ 、 $M2$ は $M = W1 \cdot M1 + W2 \cdot M2$ に供するために必要だからそれはそれで行うものとし、 $W1$ 、 $W2$ を定める $\langle M1 \rangle$ 、 $\langle M2 \rangle$ を求めるために、 $M1$ 、 $M2$ を平滑化するのではなく、k空間データのうち、位相エンコード量と周波数エンコード量が共に小である中央近傍の小領域のk空間データのみを再構成して得た低空間解像力の画像をそれぞれ $\langle M1 \rangle$ 、 $\langle M2 \rangle$ としてもよい。本発明における平滑化とはこの方法をも含むものとする。

(b) 一のRFコイル(第1のRFコイルC1)の感度分布が高均一な場合について説明したが、感度分布が高均一なRFコイルを必然的に具備する必要はない。すなわち、複数のRFコイルのうちいずれかのRFコイルの感度分布パターンに近い最終画像(合成画像)を得たいとき、そのRFコイルの感度パターンが均一でなくても、本方法は適用できる。

(c) $f(K) = 1$ とすることにより、高均一な第1のRFコイルC1と同様の大局的信号強度分布を有する画像を最終画像として得るものについて説明したが、 $f(K)$ の選択には任意性がある。例えば次式(13)のように $f(K)$ を選べば、最終画像合成結果は、前述したサム・オブ・スクエア法とほぼ同様になる。

【0049】

【数11】

$$f(K) = \sqrt{1 + K^2} \quad \dots (13)$$

【0050】ところで、程々の均一性を有し、かつ画像上の何処に高SNRのサーフェスコイル(ここでは第2のRFコイルC2)を置いているかを容易に把握できる最終画像を得たい場合がある。この場合は、例えば次式(14)のように $f(K)$ を定めれば、程々の均一性を有し、かつ第2のRFコイルC2に近い部分が、ほどほどに他の部分よりも高信号の画像が得られる。

【0051】

【数12】

$$f(K) = \sqrt{K} \quad \dots (14)$$

【0052】その他、 $f(K)$ の選択は任意であるから、最終画像合成結果の感度分布パターンをどちらのRFコイルの感度分布パターンにどの程度近づけるかは、任意である。

(d) 二つのRFコイルから最終画像を得る場合について説明したが、RFコイルが3つ以上の場合への拡張は次のようになる。すなわち、第1のRFコイルと第2のRFコイルとの間でKを定め、所望の $f(K)$ を決定し、同様に第1のRFコイルと第3のRFコイルとの間で K' を定め、所望の $g(K')$ を決定する。なお、 $g(K')$ は $f(K)$ と同じ形である必要はない。

【0053】例えば、 $M = W1M1 + W2M2 + W3M3$ において、 $\langle M \rangle = f(K)g(K')\langle M1 \rangle$ のようにしたいのであれば次式(15)～(17)のような $W1$ 、 $W2$ 、 $W3$ を定める。

【0054】

【数13】

$$W1 = \frac{f(K)g(K')}{1 + K^2 + K'^2} \quad \dots (15)$$

【0055】

【数14】

$$W2 = \frac{K f(K) g(K')}{1 + K^2 + K'^2} \quad \dots (16)$$

【0056】

【数15】

$$W3 = \frac{K' f(K) g(K')}{1 + K^2 + K'^2} \quad \dots (17)$$

(e) 殆ど雑音のみが占める対象物の無信号領域についても、有信号領域と同等の計算処理手順とする場合について説明したが、信号レベルのスレッシュホールド処理(しきい値処理)等により、無信号領域を抽出し別の処理手順として構成しても良い。無信号領域の別の処理手

順としては、例えば該領域の信号値をゼロとする、あるいはサム・オブ・スクエア法により合成する、あるいは該領域のKとして、有信号領域のKを補間した値とするように構成してもよい。

(f) 第1のRFコイルC1が均一な感度分布を有し、最終合成画像を該第1のRFコイルC1と同様な感度分布にする場合について説明したが、第1のRFコイルC1の感度分布S(サフィックスi、jは省略)を取得する手段を講じ、画像を再構成するシステムが該手段が取得した感度分布Sを知り得るならば(事前に登録しておいても良い)、M1の代わりに次式(18)のM1'によって、式(1)、(10)、(11)を適用し、 $f(K)=1$ とすることにより、やはり均一な感度分布パターンの再構成画像を得ることができる。

【0057】 $M' = M1 / S1 \dots (18)$

すなわち、同時使用する複数のRFコイルのうち、いずれかのRFコイルの感度分布情報がスキャンによるデータとは別に知り得る場合は、そのRFコイルから得られる素画像の感度分布パターンを、均一なRFコイルから得られる素画像の感度分布パターンと同様にできる。しかる後は、修正後の素画像を、均一なRFコイルにより得られた素画像として扱うことができ、さらに、 f

(K)を任意所望の関数とすることにより任意所望の感度分布パターンを有する最終画像を得ることができる。

(g) 本実施形態では、磁気共鳴イメージング装置で一般的に用いられる絶対値画像(マグニチュード画像)を想定して説明した。しかし、基本的にはM、M1、M2がリアル画像やイマジナリ画像である場合にも、本発明は適用できる。リアル画像やイマジナリ画像に適用する場合は、無信号部あるいは信号が微弱な領域では、 $\langle M1 \rangle$ 、 $\langle M2 \rangle$ が、ゼロになりやすいということを考慮する必要がある。たとえ大きなCの値を用いても、M1、M2は符号を有するので、適切なMを得ることはできない。そこで(e)で述べたように、低信号領域を抽出し、当該領域については、特別の処置をすることが望ましい。例えば、高信号領域のKから低信号領域のKを補間する。

(h) また、本実施形態では、M1、M2、…が各々同程度の雑音標準偏差を有することを想定して説明した。しかしながら、各RFコイルに接続される前置増幅器の利得の違いその他により、雑音標準偏差は各RFコイルで必ずしも同程度とはならない。その場合は、例えばRFコイルが二つの場合、M1、M2の各々の雑音標準偏差 $\sigma 1$ 、 $\sigma 2$ 、あるいはその比 α ($\sigma 2 = \sigma 1 \cdot \alpha$)を取得し、M2の代わりに、 $M2/\alpha$ を用いればよい。

(i) 尚、サム・オブ・スクエア法においても、各々のRFコイルが同程度の雑音標準偏差を有することを前提としている。雑音標準偏差のばらつきに対処するためにサム・オブ・スクエア法においても、(h)と同様に、

M2の代わりに $M2/\alpha$ を用いればよい。

(j) (h)および(i)における、個々のRFコイルの雑音標準偏差の比 α を求める手段としては、別途測定して得た α をシステムに登録してもよいが、そうではなく、次のようにすると便利である。すなわち、図8に示すk空間のコーナー部S1~S4(位相エンコード量も周波数エンコード量も大きい場所)でのk空間データの振幅は、対象物からのMR信号よりも雑音で支配される傾向がある。そこで、第1のRFコイルC1のk空間データのうち、コーナー部のk空間データの絶対値の標準偏差を、M1の雑音標準偏差 $\sigma 1$ に比例する量とする。

【0058】 同様にk空間データのうち、コーナー部のk空間データの絶対値の標準偏差を、M2の雑音標準偏差 $\sigma 2$ に比例する量として求め、これらの比($\sigma 2/\sigma 1$)を α とする。

【0059】 尚、仮に素画像M1、M2のコーナー部分には対象物が存在しない(信号源が無い)ことが別途何らかの手段でわかっている場合は、当該コーナー部の値の標準偏差の比をもって α としてもよい。素画像のコーナー部の雑音標準偏差の比で α を求める代わりに、絶対値画像であれば素画像のコーナー部(無信号部)の平均値と雑音標準偏差とは一定の関係があることが知られているので、コーナー部(無信号部)の平均値の比をもって α としても同じことである。

(k) 以上の説明においては、最終画像の合成は、いったん素画像M1、M2を求め、該M1、M2を合成することとして説明した。他の合成方法として、例えば次のように、k空間上で合成を行ってもよい。すなわち、まずはk空間データから、粗い画像マトリックスでM1、M2を再構成する。次に、再構成したM1、M2から信号強度比の大局的分布Kを算出し、算出したKと該Kの任意の関数 $f(K)$ により表される重みW1、W2を算出する。そして、このW1、W2をフーリエ逆変換して得た関数F[W1]、F[W2]を第1、第2のRFコイルのk空間データに対して各々コンボリューション計算を行い、該計算により得た新たなk空間データを加算することにより新たなk空間データを得る。このk空間データをフーリエ変換すれば、最終合成画像を得ることができる。

【0060】 なお、第1、第2のRFコイルの感度分布パターンが別途手段により既知の場合は、その比がKに等しいので、いったんM1、M2を粗い画像マトリックスで再構成する必要はない。

(l) Kを求めるにあたっては、素画像M1、M2を平滑化した後に求める場合を説明したが、要はKから雑音の影響を除去すればよいのであるから、M1、M2を平滑化しないままKを求め、それを平滑化したものを最終的なKとしてもよい。

(m) 本実施形態は、第1のRFコイルC1の大局的感度分布パターンに合成画像の大局的感度分布パターンを

合わせることを画像合成処理の中に織り込むものであるが、通常の画像再構成で素画像M1、M2を得て、その後通常のサム・オブ・スクエア法のような方法によりいったん合成画像Mを得た後、該合成画像Mを補正するように構成してもよい。即ち、M1と例えばサム・オブ・スクエア法により得たMとを同じ特性の平滑化関数で平滑化し、 $\langle M1 \rangle$ と $\langle M \rangle$ を得る。そして $\langle M \rangle / \langle M1 \rangle$ を得る。Mを $\langle M \rangle / \langle M1 \rangle$ で割った結果をM'とすれば、M'は大局的感度分布パターンは $\langle M1 \rangle$ と同様になる。

(n) 複数の素画像を平滑化するにあたり、共通の平滑化関数を用いるとして説明した。しかし、異なった平滑化関数を用いても、原理的には本発明は適用できる。ただし、この場合、被写体内の信号レベルが急変するエッジ部分では歪みが生じるので、Kや変形例(m)の $\langle M \rangle / \langle M1 \rangle$ の、エッジ部分については、エッジ部分以外から補間するのが適当である。本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。

【0061】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、以下のような効果が得られる磁気共鳴イメージング装置を提供できる。

(1) RFコイルの設置位置と向きに制限を加えたり、これを検出する手段を講じなくても、高度に均一な画像を最良のSNRで合成することができ、装置の取り扱い、画像の観察が容易である。また、高画質の画像を容易に診断可能となり患者スループットが向上し、運転コストが低減する。

【0062】(2) 複数RFコイルを同時使用し、複数回に分けて撮影しなくて済むので、撮影の速度を速くできる。また、SNRは高いが、感度均一性が悪いRFコイルを用いても、そのSNRを確保しつつ均一性の良い画像を撮ることができ、SNRが高い分、加算平均の回数を減らせるため、撮影時間を短縮できる。

【0063】(3) SNRが向上した分、ピクセルを小さくしてもある程度のSNRが維持され、画像の分解能を向上できる。

(4) ウィンドウを頻繁に変化させて画像を観察する必要がなく、またそのためのハードコピーの数も減少することができ、同じウィンドウで広範な領域を一度に観察可能であり、オペレータの負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による磁気共鳴イメージング装置の一実施形態の概略構成を示す図。

【図2】上記実施形態に係り、第1のRFコイルC1により得られる画像の信号強度分布を三次元的に示すグラフ。

【図3】上記実施形態に係り、第2のRFコイルC2により得られる画像の信号強度分布を三次元的に示すグラフ。

【図4】上記実施形態に係り、第1のRFコイルC1のデータを平滑化した後に得られる画像の信号強度分布を三次元的に示すグラフ。

【図5】上記実施形態に係り、第2のRFコイルC2のデータを平滑化した後に得られる画像の信号強度分布を三次元的に示すグラフ。

【図6】上記実施形態に係り、信号強度比の大局的分布Kを三次元的に示すグラフ。

【図7】上記実施形態に係り、最終合成画像の信号強度分布を三次元的に示すグラフ。

【図8】上記実施形態に係り、k空間のコーナ部を示す図。

【図9】上記実施形態に係り、対象物からのMR信号を同時に収集する複数のRFコイルを模式的に示す図。

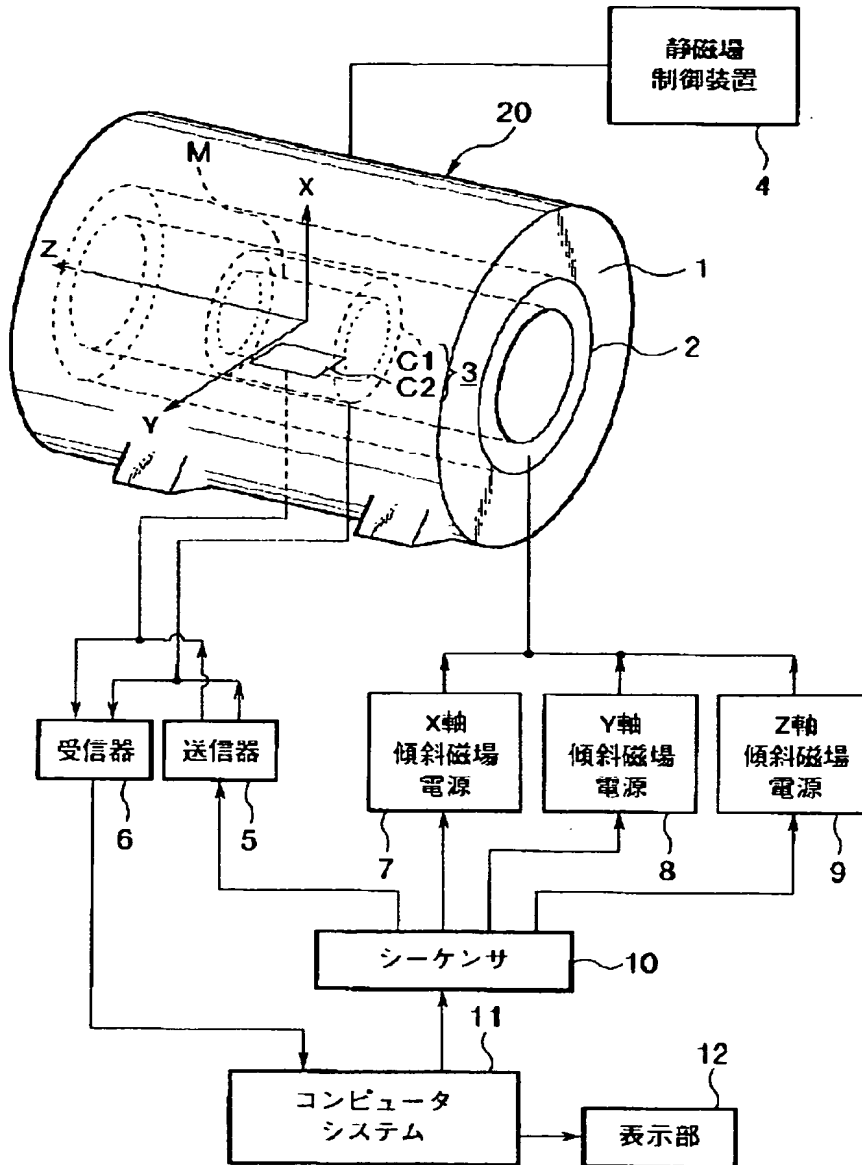
【図10】雑音の無い状態において、完全に均一のRFコイルにより対象物Mのアキシャル断面を画像化した場合に得られる画像の信号強度分布を三次元的に示すグラフ。

【図11】従来の画像合成法であるサム・オブ・スクエア法により得られた画像の信号強度分布を三次元的に示すグラフ。

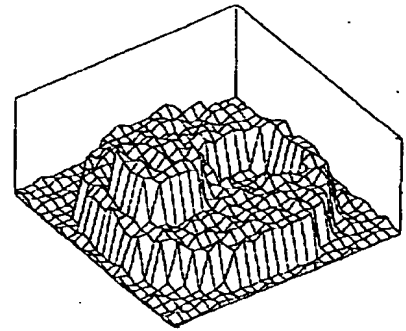
【符号の説明】

- 1…静磁場磁石、
- 2…X軸・Y軸・Z軸傾斜磁場コイル、
- 3…送受信コイル、
- 4…静磁場制御装置、
- 5…送信器、
- 6…受信器、
- 7…X軸傾斜磁場電源、
- 8…Y軸傾斜磁場電源、
- 9…Z軸傾斜磁場電源、
- 10…シーケンサ、
- 11…コンピュータシステム、
- 12…表示部、
- 20…ガントリ。

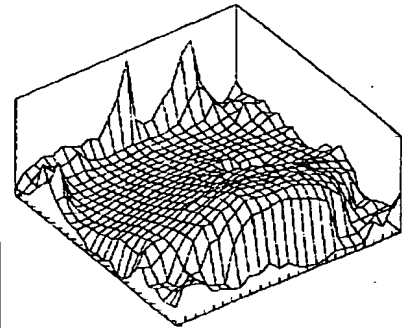
【図1】



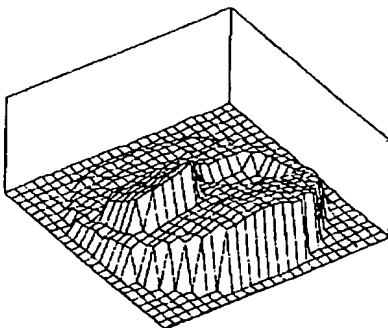
【図2】



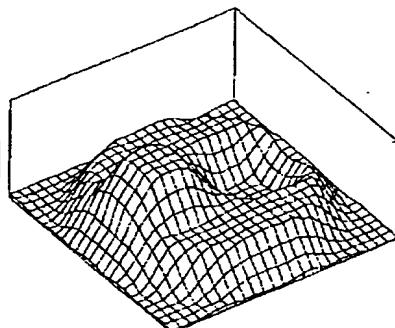
【図6】



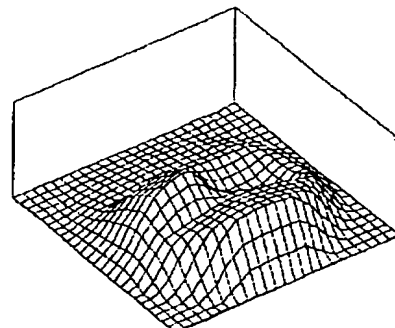
【図3】



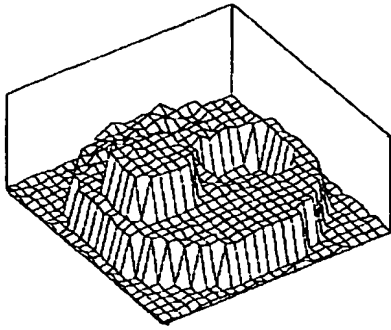
【図4】



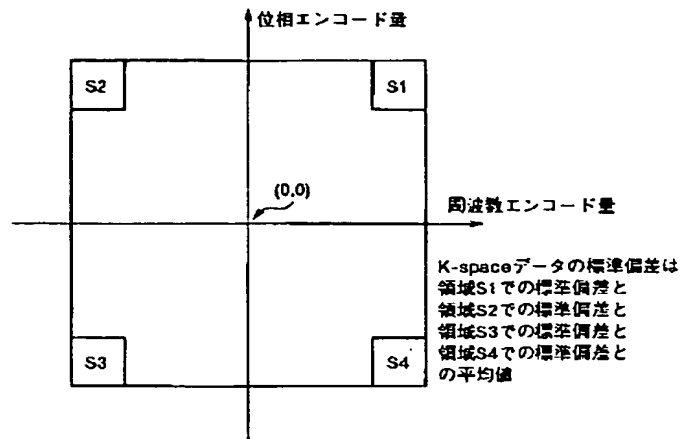
【図5】



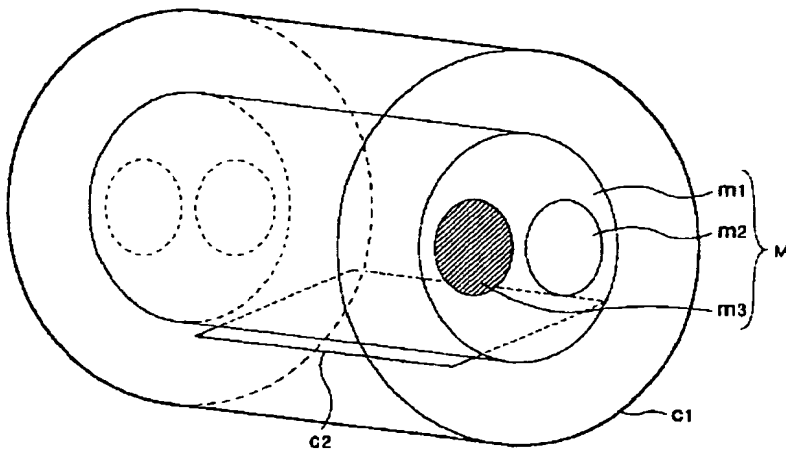
【図7】



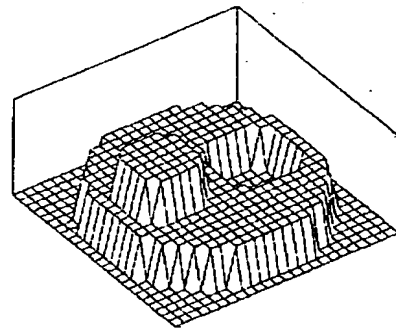
【図8】



【図9】



【図10】



【図11】

